

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
6. Juni 2002 (06.06.2002)

PCT

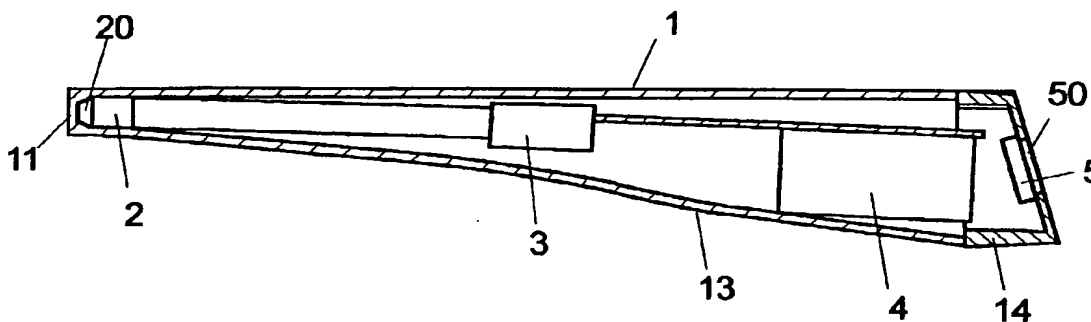
(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 02/44755 A2

- (51) Internationale Patentklassifikation⁷: G01T (72) Erfinder; und
(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/DE01/04594 (75) Erfinder/Anmelder (nur für US): GÖBEL, Thomas
(22) Internationales Anmeldedatum: 3. Dezember 2001 (03.12.2001) [DE/DE]; Eckermannstrasse 133, 12683 Berlin (DE).
HUG, Olaf [DE/DE]; Innsbrucker Strasse 20, 10825 Berlin (DE).
(25) Einreichungssprache: Deutsch (74) Anwalt: GROSS, FELIX; Maikowski & Ninnemann,
Postfach 15 09 20, 10671 Berlin (DE).
(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch
(30) Angaben zur Priorität: (81) Bestimmungsstaaten (national): AU, CA, JP, US.
100 61 262.8 1. Dezember 2000 (01.12.2000) DE
101 31 413.2 26. Juni 2001 (26.06.2001) DE (84) Bestimmungsstaaten (regional): europäisches Patent (AT,
BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC,
NL, PT, SE, TR).
(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von
US): SILICON INSTRUMENTS GMBH [DE/DE]; Os-
tendstrasse 1, 12459 Berlin (DE).

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: MEDICAL PROBE FOR MEASURING RADIOACTIVE RADIATION

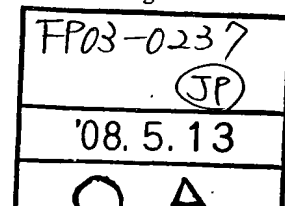
(54) Bezeichnung: MEDIZINISCHE SONDE ZUR MESSUNG RADIOAKTIVER STRAHLUNG



(57) Abstract: The invention relates to a medical probe for measuring radioactive radiation, comprising a housing that can be held single-handedly. A detector device (2) comprising a semiconductor diode is disposed in the housing and produces signals that interact with at least one of the following radioactive radiations: α , β^+ , β^- and γ radiation. A signal processing device (3) processes the signals produced by the detector device (2). A power supply device (4) provides the detector device (2) and the signal processing device (3) with power. The inventive probe is especially characterized in that a reproduction device (5) for reproducing the signals processed by means of the signal processing device (3) is mounted in the housing (1). The inventive device provides a compact measuring system that facilitates an (especially wireless) flexible intraoperative and extraoperative, local measurement of radioactively labeled tissue without requiring additional appliances.

(57) Zusammenfassung: Medizinische Sonde zur Messung radioaktiver Strahlung Die Erfindung betrifft eine medizinische Sonde zur Messung radioaktiver Strahlung mit einem in einer Hand haltbaren Gehäuse, darin angeordnet eine, eine Halbleiterdiode umfassende, Detektoreinrichtung (2) zur Erzeugung von Signalen in Wechselwirkung mit mindestens einer der folgenden radioaktiven Strahlungen: α -, β^+ -, β^- - und γ -Strahlung, eine Signal-Verarbeitungseinrichtung (3) für die Weiterverarbeitung der von der Detektoreinrichtung (2) erzeugten Signale und eine Energieversorgungseinrichtung (4) zur Energieversorgung der Detektoreinrichtung (2) und der Signal-Verarbeitungseinrichtung (3). Erfindungsgemäß ist vorgesehen, dass im Gehäuse (1) eine Wiedergabeeinrichtung (5) zur Wiedergabe der mittels der Signal-Verarbeitungseinrichtung (3) verarbeiteten Signale angeordnet ist. Dadurch wird ein kompaktes Messsystem bereitgestellt, das ohne Zusatzgeräte (insbesondere kabellos) die flexible intra- und extraoperative, lokale Messung von radioaktiv markiertem Gewebe ermöglicht.

WO 02/44755 A2





Veröffentlicht:

— *ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu veröffentlichen nach Erhalt des Berichts*

Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.

5

10

Medizinische Sonde zur Messung radioaktiver Strahlung

15

Die vorliegende Erfindung betrifft eine medizinische Sonde zur Messung radioaktiver Strahlung nach dem Oberbegriff des Anspruchs 1.

20 Eine derartige medizinische Sonde zur Messung radioaktiver Strahlung mit einem in einer Hand haltbaren Gehäuse umfasst in diesem Gehäuse eine Detektoreinrichtung mit einer Halbleiterdiode zur Erzeugung von Signalen in Wechselwirkung mit einer der folgenden radioaktiven Strahlungen: α -, β^+ -,
25 β^- und γ -Strahlung, eine Signal-Verarbeitungseinrichtung für die Weiterverarbeitung der von der Detektorvorrichtung erzeugten Signale und eine Energieversorgungseinrichtung für die Detektoreinrichtung und die
Signal-Verarbeitungseinrichtung.

30

Aus der WO 97/42542 ist eine derartige medizinische Handsonde bekannt. Nachdem einem Patienten ein Radiopharmazeutikum verabreicht worden ist, ermöglicht die Sonde beispielsweise

einem Chirurgen während eines operativen Eingriffes, nicht oder nur schwach radioaktiv markiertes Gewebe von radioaktiv markiertem Gewebe zu unterscheiden.

- 5 Nachteilig an der in der WO 97/42542 beschriebenen Handsonde ist jedoch, dass ein elektronischer beziehungsweise elektrooptischer Transceiver vorgesehen ist, um die mittels der Detektorvorrichtung der Sonde generierten Signale an eine externe Vorrichtung zu senden, die aus diesen Signalen eine
10 Zählrate ermittelt und anzeigt.

- Der vorliegenden Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, eine medizinische Handsonde zur Messung radioaktiver Strahlung bereitzustellen, die es als autarkes Messgerät
15 ermöglicht, radioaktiv markiertes Gewebe zu vermessen.

Diese Aufgabe wird durch eine medizinische Sonde mit den Merkmalen des Anspruchs 1 gelöst.

- 20 Erfindungsgemäß ist vorgesehen, dass im Gehäuse eine Wiedergabeeinrichtung zur Wiedergabe der mittels der Signal-Verarbeitungseinrichtung verarbeiteten Signale angeordnet ist.
- 25 Durch die Kombination von Detektoreinrichtung, Signal-Verarbeitungseinrichtung, Wiedergabeeinrichtung und der zugehörigen Energieversorgung stellt die erfinderische medizinische Handsonde ein kompaktes, kabelloses, komplettes Messsystem dar, das ohne Zusatzgeräte die flexible intra- und
30 extraoperative, lokale Messung von radioaktiv markiertem Gewebe ermöglicht.

- Die Wiedergabeeinrichtung weist bevorzugt Mittel zur akustischen und/oder optischen Wiedergabe der verarbeiteten
35 Signale und Messwerte auf. Damit kann ein Benutzer die Messung während der Arbeit in einfacher Weise genau verfolgen.

In einer bevorzugten Ausführungsform ist die gesamte Signal-Verarbeitungseinrichtung in einen Stromsparmodus abschaltbar und die Energieversorgungseinrichtung weist ein Steuermittel
5 auf, das die Detektoreinrichtung mit der für die Detektion der radioaktiven Strahlung benötigten stabilen Vorspannung versorgt, wobei die Versorgung mit dieser Vorspannung unabhängig vom Betriebszustand der Signal-Verarbeitungseinrichtung permanent gewährleistet ist.

10

In einer ersten Ausführungsform ist es dazu zweckmäßig, dass die Energieversorgungseinrichtung eine Spannungsquelle umfasst und das Steuermittel mit Hilfe einer Spannungswandlervorrichtung die benötigte Vorspannung der
15 Detektoreinrichtung aus der Spannung der Spannungsquelle bereithält.

20

In einem zweiten Ausführungsbeispiel weist das Steuermittel der Energieversorgungseinrichtung eine Spannungsquelle für die Vorspannung der Detektoreinrichtung und die
Energieversorgungseinrichtung eine mit der Spannungsquelle gekoppelte Spannungswandlervorrichtung auf, wobei die Spannungswandlervorrichtung aus der Spannung der Spannungsquelle die für die Signal-Verarbeitungseinrichtung
25 benötigte Spannung bereitstellt.

30

In einem dritten, bevorzugten Ausführungsbeispiel weist die Energieversorgungseinrichtung eine erste Spannungsquelle für die Versorgung der Signal-Verarbeitungseinrichtung auf und
die Steuermittel der Energieversorgungseinrichtung stellen die für die Detektoreinrichtung benötigte Vorspannung mittels einer zweiten separaten Spannungsquelle bereit. Eine
derartige, der Detektoreinrichtung zugeordnete zweite Spannungsquelle lässt sich besonders einfach als kompakte
35 Reihenschaltung einer Mehrzahl von Batterieelementen auszubilden.

Für sämtliche Ausführungsformen weist die Detektoreinrichtung bevorzugt einen Szintillatorkristall auf, der in bekannter Weise optisch an die Halbleiterdiode angekoppelt ist.

- 5 Es ist zweckmäßig, als Halbleiterdiode eine Si-Diode, eine AIIIBV-Halbleiter-Diode oder eine AIIBVI-Halbleiter-Diode vorzusehen.

- Die Signal-Verarbeitungseinrichtung weist bevorzugt eine
10 elektronische Diskriminatoreinrichtung zum selektiven Unterdrücken definierter Signale der Detektoreinrichtung auf. Dazu lässt sich eine Diskriminatorschwelle einstellen, so dass lediglich Signale mit Pegeln über der Detektionsschwelle die Generierung eines gewünschten Messwertes auslösen.
15 Weiterhin ist es zweckmäßig, wenn die Diskriminatoreinrichtung eine einstellbare Hysterese aufweist. Das heißt, die Diskriminatorschwelle, die die Generierung des gewünschten Messwertes beendet, lässt sich auf einem niedrigeren Pegel als die auslösende
20 Diskriminatorschwelle einstellen.

- Zur Erzeugung des in der Dosimetrie weit verbreiteten Parameters einer Zählrate weist die Signal-Verarbeitungseinrichtung bevorzugt eine Zähleinrichtung auf.
25 Dazu ermittelt die Zähleinrichtung aus den von der Diskriminatoreinrichtung gefilterten Detektorsignalen eine Zählrate. Ebenso ist es möglich, die Detektorsignale ohne deren Filterung durch eine Diskriminatorschaltung zur Bildung einer Zählrate heranzuziehen.

- 30 Zur Weiterverarbeitung und externen Speicherung von Messdaten, die die Signal-Verarbeitungseinrichtung generiert hat, ist es zweckmäßig, wenn die medizinische Sonde zusätzlich eine Übertragungseinrichtung zur drahtlosen
35 Übertragung der Messdaten von der Sonde zu einer externen Empfangseinheit aufweist.

Weiterhin ist es vorteilhaft, dass die Signal-Verarbeitungseinrichtung den Energievorrat der Energieversorgungseinrichtung feststellt und überwacht. Diese Überwachung, die automatisch und / oder manuell aktivierbar
5 ausgebildet ist, informiert einen Benutzer der Handsonde beispielsweise selbständig über einen bald notwendigen Tausch von Batterien beziehungsweise schaltet die Handsonde bei niedrigem Energievorrat selbständig und irreversibel in einen Sicherheitsmodus ab, um ein überraschendes Ausfallen der
10 Messfunktion zu verhindern.

Das Gehäuse der Handsonde weist bevorzugt eine Eintrittsöffnung oder einen Eintrittsbereich für die zu messende radioaktive Strahlung auf, wobei der
15 Halbleiterdetektor auf der Innenseite des Gehäuses benachbart zur Eintrittsöffnung beziehungsweise zum Eintrittsbereich angeordnet ist.

Es ist zweckmäßig, die Eintrittsöffnung beziehungsweise den
20 Eintrittsbereich in radioaktive Messsonden in bekannter Weise mit einem Kollimator zu umgeben.

Das Gehäuse der Handsonde weist bevorzugt eine hinterschneidungsfreie Form auf und/oder ist aus mit
25 bekannten medizinischen Sterilisationsverfahren sterilisierbar.

Das Gehäuse der Handsonde ist bevorzugt, ähnlich einem chirurgischen Gerät, derart langgestreckt ausgeformt, dass es
30 mindestens von Daumen und Zeigefinger einer Bedienperson gehalten und in einem Auflagebereich auf dem Handrücken liegend ähnlich wie ein Schreibstift in einer einzigen Hand führbar ist.

35 Dazu ist es zweckmäßig, wenn die Einbaugruppen, wie Detektoreinrichtung, Signal-Verarbeitungseinrichtung, Energieversorgungseinrichtung und Wiedergabeeinrichtung

derart im Gehäuse angeordnet und austariert sind, dass die Lage des Schwerpunktes der Handsonde bewirkt, dass die Gewichtskraft der Handsonde über den Auflagebereich des Gehäuses auf den Handrücken einer Bedienperson einwirkt.

5

Am Gehäuse der Handsonde ist eine mit der Signal-Verarbeitungseinrichtung gekoppelte Schalteinrichtung zur Einstellung und Steuerung der Handsonde angeordnet. Bevorzugt weist die Schalteinrichtung einen Folienschalter oder -taster mit einer Kunststoff- oder Metallfolie auf.

10

Es ist zweckmäßig, mindestens einen Folienschalter derart am Gehäuse anzuordnen, dass Zeigefinger und / oder Daumen einer Bedienperson beim Führen der Handsonde auf diesem Folienschalter zu liegen kommen. Dadurch ist es insbesondere möglich, dass eine Bedienperson an einem von ihr gewünschten Ort des zu untersuchenden Gewebes den zugehörigen Messwert der radioaktiven Strahlung ermittelt und durch Betätigung des Folienschalters speichert.

15

20

Es ist zweckmäßig, dass die Signal-Verarbeitungseinrichtung der Handsonde einen Mikrocontroller aufweist. Dieser Mikrocontroller steuert und überwacht die Signal-Verarbeitungseinrichtung, die Energieversorgungseinrichtung und die Wiedergabeeinrichtung.

25

Die Detektoreinrichtung und die zugehörige Signal-Verarbeitungseinrichtung sind bevorzugt derart ausgebildet, dass radioaktive Strahlung in einem Energiespektrum von 5 keV bis 511 keV optimal detektierbar ist.

30

Bevorzugte Ausführungsbeispiele der medizinischen Handsonde werden anhand der folgenden Zeichnungen erläutert.

35

Es zeigen:

- Figur 1 - eine schematische Schnittansicht entlang der Längsachse der medizinischen Messsonde;
- 5 Figur 2 - eine perspektivische Außenansicht der medizinischen Sonde;
- Figur 3 - eine Detailansicht der an der Spitze der Sonde angeordneten Detektoreinrichtung im Längsschnitt;
- 10 Figur 4 - ein Blockschaltbild der unterschiedlichen Baugruppen der medizinischen Sonde;
- Figur 5a - das Blockschaltbild der Baugruppen eines ersten Ausführungsbeispiels der Handsonde;
- Figur 5b - das Blockschaltbild der Baugruppen eines
- 15 Figur 5c - das Blockschaltbild der Baugruppen eines zweiten Ausführungsbeispiels der Handsonde;
- Figur 6 - das Blockschaltbild der Baugruppen eines dritten Ausführungsbeispiels der Handsonde;
- Figur 7 - ein detailliertes Blockschaltbild der Baugruppen einer Handsonde gemäß des dritten
- 20 Ausführungsbeispiels aus Figur 5c;
- Figur 8 - eine schematische Darstellung der Funktionsweise der Diskriminatoreinrichtung der Handsonde; und
- 25 Figur 8 - eine weitere Ausführungsform der Handsonde mit einer drahtlosen Übertragungseinrichtung zur Übertragung von Messwerten an eine externe Empfangsvorrichtung.

Figur 1 zeigt die medizinische Handsonde zur

30 Strahlungsmessung in einer Längsschnittdarstellung. Das Gehäuse 1 verjüngt sich ausgehend von einem breiteren ersten Endbereich, wo es einen Verschlussdeckel 14 aufweist, entlang seiner Erstreckungsrichtung zu einem schlanken zweiten Endbereich. An der Spitze des zweiten, schlanken Endbereiches

35 ist im Innern des Gehäuses 1 eine Detektoreinrichtung 2 mit einer Halbleiterdiode 20 angeordnet. Die Halbleiterdiode 20 ist hinter einem, integral in der schlanken Spitze des

Gehäuses 1 angeordneten Eintrittsbereich 11 für die zu detektierende radioaktive Strahlung positioniert.

Ausgehend von der Detektoreinrichtung 2 ist in Richtung des
5 sich erweiternden zweiten Endbereiches des Gehäuses 1
nacheinander eine Signal-Verarbeitungseinrichtung 3, eine
Energieversorgungseinrichtung 4 und im Verschlussdeckel 14
eine Wiedergabeeinrichtung 5, die ein LCD-Display 50
aufweist, angeordnet. Die Wiedergabeeinrichtung umfasst
10 weiterhin bevorzugt einen im Innern des Gehäuses 1
angeordneten Lautsprecher und zusätzlich zum LCD-Display 50
eine LED-Anzeige, um ermittelte Messwerte optische und
akustisch wiederzugeben. Die Messwerte werden aus den
Signalen der Detektoreinrichtung 2 gebildet, wobei diese
15 Signale noch durch die Signal-Verarbeitungseinrichtung 3 noch
verarbeitet werden.

Der Verschlussdeckel 14 lässt sich vom vorderen Gehäuseteil
abnehmen, so dass dadurch der Zugriff auf das Innere des
20 Gehäuses 1, insbesondere auf die
Energieversorgungseinrichtung ermöglicht wird.

Das gesamte Gehäuse 1, d.h. das vordere langgestreckte
Gehäuseteil und der Verschlussdeckel 14 ist aus Kunststoff
25 oder Metall gefertigt, wobei der verwendete Werkstoff eine
übliche medizinische Sterilisierung des Gehäuses 1 erlaubt.
Im Interesse der Sterilisierbarkeit und Reinigung ist es
insbesondere von Bedeutung, dass das Gehäuse 1 keinerlei
Hinterschneidungen aufweist und die Fuge zwischen
30 Verschlussdeckel 14 und dem vorderen sich verjüngenden
Gehäuseteil möglichst schmal ausgebildet ist. Es ist jedoch
ebenso denkbar, dass die Handsonde mit einem sterilen Überzug
eingesetzt wird, der in angepasster Form die Bedienbarkeit
der Sonde insbesondere die Ablesbarkeit des Displays 50
35 ermöglicht.

Mit einer Sonde, wie sie in Fig. 1 dargestellt ist, kann eine kompakte, kabellose Sonde geschaffen werden.

Unter dem Begriff kabellose Sonde ist zu verstehen, dass
5 zwischen der Sonde und einer zugeordneten externen
Einrichtung keine Verbindung in Form eines Kabels, einer
Leitung oder beispielsweise einer Glasfaser insbesondere für
die Energieversorgung der Sonde oder die Übertragung von
Messdaten zwischen Sonde und der externen Einrichtung
10 besteht. Diese Eigenschaft ist wichtig, da sich durch ein von
der Sonde wegführendes Kabel unerwünschte Beschränkungen im
Hinblick auf den Bewegungsradius und die Handhabbarkeit der
Sonde ergäben. Die insbesondere von Chirurgen geforderte hohe
Bedienerfreundlichkeit verlangt nach einer in einer Hand
15 halt- und führungsfähige Sonde, die im vorangehend beschriebenen
Sinne kabellos ausgebildet ist.

Figur 2 zeigt eine vergrößerte Detailansicht eines
Längsschnittes der Sondenspitze, in der die
20 Detektoreinrichtung 2 positioniert ist, die die
Halbleiterdiode 20 und einen Szintillatorkristall 21 umfasst.
In der Gehäusespitze ist der Eintrittsbereich 11 für die zu
detektierende radioaktive Strahlung ausgebildet. Der
Eintrittsbereich 11 ist der Art der radioaktiven Strahlung
25 entsprechend angepasst. Besonders für die Detektion von α -
Strahlung muss das Gehäuse 1 im Eintrittsbereich 11 so dünn
wie möglich ausgebildet sein, damit die Strahlung keine zu
starke Dämpfung erfährt. Ebenso wäre es denkbar, anstelle
einer integralen Ausbildung des Eintrittsbereiches 11 im
30 Gehäuse 1 ein mit einer dünnen Metallfolie verschlossenes
Eintrittsfenster vorzusehen.

Auf der Gehäuseinnenseite des Eintrittsbereiches 11 ist die
Halbleiterdiode 20 angeordnet. Als Halbleiterdiode 20 sind
35 abhängig von den Anforderungen insbesondere Silizium-PIN-
Dioden, AIIIBV-Halbleiter- oder AIIBVI-Halbleiter-Dioden
geeignet.

Um die Sensitivität insbesondere für höher energetische radioaktive Strahlung zu steigern, ist der Halbleiterdiode 20 der Szintillatorkristall 21 zugeordnet. Der Szintillator 21 muss dazu optisch an die Halbleiterdiode 20 gekoppelt sein. In Figur 2 ist der Szintillator 21 aus Sicht der durch den Eintrittsbereich 11 in das Gehäuse 1 einfallenden radioaktiven Strahlung der Halbleiterdiode 20 nachgeordnet. Ebenso wäre jedoch auch die umgekehrte geometrische Anordnung oder der Einsatz einer Mehrzahl Szintillatoren denkbar. Abhängig von den Parametern der zu detektierenden Strahlung stellen CsJ-, NaJ- oder BGO-Kristalle geeignete Szintillatoren dar.

Damit die Halbleiterdiode 20 zielgerichtet die durch den Eintrittsbereich einfallende radioaktive Strahlung detektiert, ist es vorteilhaft, Halbleiterdiode 20 und Szintillator 21 mit einem Kollimator 12 zu umgeben. Der aus einem Metall mit einem hohen Absorptionskoeffizienten für radioaktive Strahlung (z.B. Wolfram) gefertigte Kollimator 12 umschließt Halbleiterdiode 20 und Szintillator 21 vollständig und lässt nur eine Öffnung, die dem Eintrittsbereich 11 benachbart ist.

Figur 3 zeigt eine perspektivische Ansicht des Gehäuses 1 der medizinischen Handsonde. Die zu Figur 1 identischen Bauelemente sind mit gleichen Bezugszeichen versehen. Ausgehend vom ersten, breiteren Endabschnitt des Gehäuses 1, der den Verschlussdeckel 14 mit dem darin angeordneten LCD-Display 50 aufweist, verjüngt sich das Gehäuse 1 hin zum zweiten, schmalen Endbereich des Gehäuses 1.

Das Gehäuse 1 verjüngt sich jedoch nicht symmetrisch zu seiner Längsachse. Es weist eine ebene Oberfläche 16 auf, die durch die sich verjüngende Form des Gehäuses im wesentlichen dreieckig ausgebildet ist. Im ersten, breiten Endabschnitt ist das Gehäuse 1 mit dem Verschlussdeckel 14 entlang des ersten Drittels der Längsachse der Sonde im wesentlichen in

Form eines Kegelmantelausschnittes ausgebildet, der die beiden Längskanten der ebenen Oberfläche 16 verbindet. Dieser Kegelmantelausschnitt geht entlang der Sondenlängsachse bis zur Sondenspitze in eine sich kontinuierlich verjüngenden
5 organisch ergonomischen Form mit zur Innenseite des Gehäuses weisenden Fingergriffmulden 14 über. Die Fingergriffmulden 14 erstrecken sich paarweise symmetrisch entlang der Sondenlängsachse an den beiden Flanken der Sonde.

- 10 Diese ergonomische Form des Gehäuses 1 ermöglicht es einer Benutzerperson, die medizinische Sonde ähnlich einem Schreibstift einhändig zu führen. Dabei ruht die Sonde mit einem in Blickrichtung zur Sondenspitze vor den Fingergriffmulden 14 angeordneten Auflagebereich 13 auf dem
15 Handrücken der Hand der Bedienperson, wobei der Zeigefinger auf der ebenen Sondenoberfläche 16, der Daumen in der einen Fingergriffmulde 14 und der Mittelfinger in der anderen Fingergriffmulde 14 zu liegen kommen.
- 20 Dabei ist es besonders anwenderfreundlich, wenn der Schwerpunkt der medizinischen Sonde unweit des Auflagebereiches 13 angeordnet ist, so dass die Sonde auch ohne Fixierung durch die Finger einer Bedienperson auf dessen Handrücken liegend austariert ist.

- 25 Zur Bedienung der medizinischen Sonde sind auf der ebenen Oberfläche 16 eine Schalteinrichtung 8 mit Folienschaltern 80 angeordnet. Die Folienschalter- oder -taster mit einer Kunststoff- oder Metallfolie müssen die vorangehend
30 beschriebenen Anforderungen der Sterilisierbarkeit ebenfalls erfüllen.

- Mindestens ein Folienschalter 80' ist entlang der Längsachse der Sonde derart angeordnet, dass der Zeigefinger der
35 Bedienperson, die die Sonde wie vorangehend beschrieben ähnlich einem Stift führt, auf diesem Folienschalter 80' zu liegen kommt. Durch Betätigung dieses Folienschalters 80'

kann die Bedienperson einen Messwert, der beispielsweise während einer Operation an einem definierten Gewebeabschnitt ermittelt wurde, in einem elektronischen Speicher der Signal-Verarbeitungseinrichtung 3 abspeichern und dem Display „einfrieren“. Ebenso ist denkbar, einen Folienschalter in einer Fingergriffmulde 14 vorzusehen, so dass er mit dem Daumen betätigbar ist.

Die übrigen Folienschalter 80 sind im breiteren Endbereich der Sonde angeordnet, so dass Sie die Bedienperson in der vorangehend beschriebenen „Stifthaltung“ der Sonde mit den Fingern nicht erreichen kann. Um diese Folienschalter bedienen zu können, muss die Bedienperson die Handsonde ähnlich einem Stab mit dem breiteren Ende nach oben halten. Dabei umgreift die Bedienperson den Auflagebereich 13 mit einer Handinnenfläche, und die Folienschalter 80 sind auf einfache Weise mit dem Daumen betätigbar.

Der Verschlussdeckel 14 weist ein derart zur ebenen Oberfläche 16 des Gehäuses 1 angeschrägt angeordnetes Display 50 auf, dass das Display 50 durch die Bedienperson auch in der vorangehend beschriebenen „Stabhaltung“ bei einer Draufsicht auf die ebene Oberfläche 16 problemlos ablesbar ist. Es ist vorgesehen, dass eine Bedienperson die Voreinstellungen der Handsonde in der „Stabhaltung“ mittels der Folientasten 80 kontrollieren und verändern kann.

Für den Messbetrieb wird eine Bedienperson die Handsonde üblicherweise in der „Stifthaltung“ führen. Dabei ist die zur ebenen Oberfläche 16 gewandte Seite des Displays 50 die Oberseite für die angezeigten Messwerte. In der „Stabhaltung“ ist es genau umgekehrt, die zur ebenen Oberfläche 16 gewandte Seite des Displays 50 ist die Unterseite für die auf dem Display 50 angezeigten Einstellungsparameter. Daher wird die Orientierung des Displays 50 um 180° gedreht, sobald die Bedienperson zwischen Messmodus und Einstellungsmodus wechselt. Diese Drehung der Displayanzeige stellt eine

zusätzliche Sicherung für den Messbetrieb dar. Wenn die Bedienperson, die die Sonde für eine Messung in der „Stifthaltung“ führt, den Einstellungsmodus zufällig durch das Betätigen der entsprechenden Folientaster 80 auslöst, wird die Anzeige des Displays gedreht, so dass das fehlerhafte Ablesen eines vermeintlichen Messwertes ausgeschlossen ist.

Durch die Kombination von Detektoreinrichtung, Signal- Verarbeitungseinrichtung, Energieversorgungseinrichtung und Wiedergabeeinrichtung im gemeinsamen Gehäuse einer medizinischen Handsonde, die aufgrund ihres vorangehend beschriebenen Aufbaus und ihrer geometrischen Gestalt eine vollständige Einhandbedienung ermöglicht, wird ein kabelloses autarkes medizinisches Messsystem für radioaktive Strahlung bereitgestellt. Dieses Messsystem ist ohne Zusatzgeräte zur sofortigen intra- und extraoperativen, lokalen Messung radioaktiver Strahlung geeignet.

Medizinische Sonden zur Messung radioaktiver Strahlung, die mit einer Batterie oder einem Akkumulator betrieben werden weisen oftmals den Nachteil auf, dass die Stromversorgung lediglich für einen Zeitraum einiger Dutzend Arbeitsstunden ausreicht. Der Betrieb derartiger Sonden erfordert ein zusätzliches Batterie- und Akkumanagement in den Kliniken, wobei das Risiko eines Geräteausfalls während der Operation nie gänzlich auszuschließen ist.

Es ist daher wünschenswert, die Zahl der pro Batterie bzw. Akkumulator möglichen Arbeitsstunden einer medizinischen Sonde zu maximieren, ohne dabei die Kapazität der elektrischen Energieversorgung erhöhen zu müssen. Es ist wünschenswert, dass das Batterie- bzw. Akkumanagement in der Klinik komplett entfällt, dadurch die Gerätebedienung vereinfacht und das Risiko eines unerwünschten Geräteausfalls verringert wird.

Insbesondere Sonden mit einer Halbleiterdiode als Strahlungsdetektor, haben den Nachteil, dass bei jedem erneuten Starten der Messfunktion der Handsonde aus einem Energiesparmodus heraus üblicherweise 20 bis 30 Sekunden bis zur Messbereitschaft der Sonde vergehen. Dies ist durch die resultierende Zeitkonstante der kapazitiven und ohmschen Bauelemente der Biasspannungsversorgung der Halbleiterdiode bedingt.

- 10 Eine „Anlaufphase“ von 20 bis 30 Sekunden stellt für die Bedienperson der Handsonde insbesondere während eines chirurgischen Eingriffs eine lästige und daher unerwünschte Beschränkung dar.
- 15 Figur 4 zeigt ein Blockschaltbild der unterschiedlichen Baugruppen der medizinischen Sonde. Die Energieversorgungseinrichtung 4 versorgt die Detektoreinrichtung 2, die Signal-Verarbeitungseinrichtung 3 und die Wiedergabeeinrichtung 5 mit elektrischer Energie
- 20 (z.B. Batterie, Akku).

Die elektronischen Bauelemente Detektoreinrichtung 2, Signal-Verarbeitungseinrichtung 3 und Wiedergabeeinrichtung 5 weisen eine möglichst geringe Leistungsaufnahme auf, damit die Handsonde möglichst lang, ohne dass ein Wechsel von Batterien oder Akkus notwendig ist, einsetzbar ist. Solche Bauteile werden z.B. in der Mobilfunktechnik eingesetzt und sind daher grundsätzlich bekannt.

- 30 Um möglichst sparsam mit der Energievorrat der Energieversorgungseinrichtung 4 umzugehen, ist die Signal-Verarbeitungseinrichtung bevorzugt in einen Energiesparmodus abschaltbar.
- 35 Weiterhin weist die Energieversorgungseinrichtung 4 Steuermittel 40 auf, die die Detektoreinrichtung 2 mit der für die Halbleiterdiode 20 benötigten Vorspannung U_{Bias}

versorgen, wobei die Bereitstellung der Vorspannung U_{Bias} unabhängig vom Betriebszustand der Signal-Verarbeitungseinrichtung 3 durch die Steuermittel 40 gewährleistet ist.

5

Dadurch, dass die Halbleiterdiode 20 über ihre Vorspannung U_{Bias} eine im Vergleich zu den elektronischen Bauelementen der Signal-Verarbeitungseinrichtung 3 vernachlässigbar geringe Leistungsaufnahme aufweist, ist es nicht erforderlich, dass
10 die Vorspannung U_{Bias} im Energiesparmodus der Handsonde abgeschaltet wird.

Dies hat den Vorteil, dass die Handsonde beim Aktivieren vom Energiesparmodus in den Messmodus innerhalb eines Zeitraumes
15 von weniger als einer Sekunde messbereit ist. Wenn bei diesem Aktivieren die Vorspannung U_{Bias} ebenfalls erst eingeschaltet werden würde, so wäre die Messbereitschaft erst nach einem Zeitraum von 20 bis 30 Sekunden erreicht, weil die kapazitiven und ohmschen Bauelemente der
20 Biasspannungsversorgung eine derart lange Anschaltzeit erzwingen.

Das vorangehend beschriebene Prinzip, dass die die Steuermittel 40 der Energieversorgungseinrichtung 4 die
25 Halbleiterdiode 20 mit der Vorspannung U_{Bias} unabhängig vom Betriebszustand der Signal-Verarbeitungseinrichtung 3 versorgen lässt sich insbesondere mittels der drei im Folgenden beschriebenen Ausführungsbeispiele realisieren.

30 In Figur 5a ist das Blockschaltbild der Baugruppen eines ersten Ausführungsbeispiels der Handsonde dargestellt. Dabei weist die Energieversorgungseinrichtung 4 eine Spannungsquelle 41, die sich als Batterie oder Akkumulator ausbilden lässt, und das Steuermittel 40 eine
35 Spannungswandlervorrichtung 42 auf, die mittels der Spannung der Spannungsquelle 41 die Vorspannung U_{Bias} generiert und der Halbleiterdiode der Detektoreinrichtung 2 bereitstellt.

In Figur 5b ist das Blockschaltbild der Baugruppen eines zweiten Ausführungsbeispiels der Handsonde gezeigt. Im Unterschied zu dem in Figur 5a gezeigten Ausführungsbeispiel weisen die Steuermittel 40 der
5 Energieversorgungseinrichtung 4 eine Spannungsquelle 43 zur Bereitstellung der Vorspannung U_{Bias} auf. Die Spannung U_{Bias} wird somit z.B. nicht aus einer Batteriespannung umgewandelt sondern die Spannungsquelle 43 stellt U_{Bias} ohne
10 Zwischenschaltung eines Spannungswandlers bereit.

Die Energieversorgungseinrichtung 4 umfasst weiterhin eine Spannungswandlervorrichtung 44, die aus der Spannungsquelle 43 der Steuermittel 40 die für den
15 Messbetrieb der Detektoreinrichtung 2, der Signal-Verarbeitungseinrichtung 3 und der Wiedergabeeinrichtung 5 benötigte elektrische Energie bereitstellt.

Figur 5c zeigt das Blockschaltbild der Baugruppen eines dritten Ausführungsbeispiels der Handsonde. Hier weist die Energieversorgungseinrichtung 4 eine erste Spannungsquelle 41 für die Energieversorgung des Messbetriebes der Detektoreinrichtung 2, der Signal-Verarbeitungseinrichtung 3 und der Wiedergabeeinrichtung 5 auf und die Steuermittel 40
20 der Energieversorgungseinrichtung 4 umfasst eine zweite Spannungsquelle 43 zur Versorgung der Detektoreinrichtung 2 mit der Vorspannung U_{Bias} . Im Unterschied zu den in den Figuren 5a und 5b gezeigten Ausführungsbeispielen weist die Energieversorgungseinrichtung 4 zwei entkoppelte, separate
25 Spannungsquellen 41 und 43 auf. Dieses Ausführungsbeispiel hat den Vorteil, dass die erforderliche Elektronik einer zusätzlichen Spannungswandlervorrichtung entfällt. Aufgrund der geringen Leistungsaufnahme der Halbleiterdiode 20 über die angelegte Vorspannung U_{Bias} hat die als Batterie oder
30 Akkumulator ausgebildete Spannungsquelle 43 Standzeiten von mehreren Jahren. Außerdem lässt sie sich platz- und gewichtssparend beispielsweise als Reihenschaltung einzelner

Batterieelemente ausbilden.

Figur 6 zeigt ein detailliertes Blockschaltbild der Baugruppen einer Handsonde gemäß des dritten Ausführungsbeispiels aus Figur 5c.

Die Energieversorgungseinrichtung 4, die die gestrichelt umrahmten Bauelemente aufweist, umfasst eine erste Spannungsquelle 41 mit zwei zugeordneten Spannungswandlern 45 und 46 zur Versorgung der Detektoreinrichtung 2, der Signal-Verarbeitungseinrichtung 3 mit der Diskriminatoreinrichtung 30, der Zähleinrichtung 31 mit Mikrocontroller 32 und der Bauelemente 50, 51, 52 der Wiedergabeeinrichtung 5 und die Steuermittel 40 mit einer zweiten Spannungsquelle 43 zur Versorgung der Detektoreinrichtung 2 mit der Vorspannung U_{Bias} . Die Spannungswandler 45 und 46 werden dazu benötigt, neben der von der zweiten Spannungsquelle 41 bereitgestellte Spannung U_{Batt} zwei weitere Potentiale $+U_B$ und $-U_B$ für die elektronischen Bauelemente bereitzustellen.

Die Detektoreinrichtung 2 ist mit beiden Potentialen $-U_B$ und $+U_B$ beschaltet und die bei der Detektion der radioaktiven Strahlung in der Halbleiterdiode der Detektorvorrichtung generierten analogen Spannungssignale U_A werden der Signal-Verarbeitungseinrichtung 3 zugeführt. Die Signal-Verarbeitungseinrichtung 3 weist strichpunktartig umrandet eine Diskriminatoreinrichtung 30 und eine Zähleinrichtung 31 mit einem Mikrocontroller 32 auf. In bekannter Weise kann eine zusätzliche Vorverstärkung der analogen Spannungspulse U_A vor Diskriminatoreinrichtung 30 vorgesehen sein.

Aus analogen eingehenden Spannungspulsen, die eine einstellbare Diskriminatorschwelle überschreiten generiert die Diskriminatoreinrichtung 30, wie bei der nachfolgenden Beschreibung der Figur 7 dargestellt, digitale

Ausgangspulse U_D , beispielsweise TTL-Pulse.

Die generierten digitalen Ausgangssignale U_D werden dem Mikrocontroller 32 zugeführt, der daraus mit Hilfe der
5 Zähleinrichtung 31 eine Zählrate generiert, die sich mittels der Wiedergabeeinrichtung 5 als Messwert optisch und/oder akustisch wiedergeben lässt. In der dargestellten Ausführungsform ist der Mikrocontroller 32 als ein Teil der Zähleinrichtung 31 ausgebildet.

10

Die Wiedergabeeinrichtung 5 umfasst die strichpunktiert umrahmten Bauelemente einer LCD-Anzeige 50, eines Lautsprecher 51 und einer LED-Anzeige 52. Es ist vorgesehen, dass der mittels der Detektoreinrichtung 2 und der Signal-
15 Verarbeitungseinrichtung 3 durchgeführte Messvorgang als Relativmessung der Dosis über den Lautsprecher 51 (Tonlautstärke und/oder Frequenz des Tons) und die LED-Anzeige 52 (Ausschlag einer LED-Anzeigesäule) und/oder als Relativmessung der Dosisleistung die ermittelte Zählrate in
20 Form des Zahlenwertes auf dem Display 50 ausführbar ist.

Es ist eine mit dem Mikrocontroller 32 gekoppelte Tastatureinrichtung 8 vorgesehen die seitens der Bedienperson die Änderung der Voreinstellungen wie Art der Messung, Art
25 der Wiedergabe des Messergebnisses, Einstellung der Diskriminatorschwelle etc. ermöglicht.

Der Mikrocontroller 32 ist als elektronisches "low power"-Bauelement ausgelegt, der die Bauelemente der Mess- und
30 Steuerelektronik (Signal-Verarbeitungseinrichtung 3 und über die Energieversorgungseinrichtung 4 die Detektoreinrichtung 2) nach einer vorgegebenen Zeit der Inaktivität in einen Stromsparmodus (Sleepmodus) versetzt. Der Mikrocontroller 32 übernimmt weiterhin die Überwachung
35 des Ladezustands der Spannungsquellen 41 und 43 und signalisiert den erforderlichen Wechsel der jeweiligen Batterien bzw. Akkumulatoren. Weiterhin schaltet der

Mikrocontroller 32 das Gerät noch vor Ausfall der Spannungsquellen 41 und 43 ab und verhindert die Wiederinbetriebnahme mit quasi leerer Batterie bzw. leerem Akkumulator.

5

Alternativ kann die in Figur 6 dargestellte Schaltung auch mit den Energieversorgungseinrichtungen 4 gemäß dem ersten oder zweiten Ausführungsbeispiel (Figur 5a und 5b) verwendet werden.

10

In Figur 7 ist eine schematische Darstellung der Funktionsweise der Diskriminatoreinrichtung 30 der Handsonde dargestellt.

- 15 Nur die analogen Eingangssignale U_A , die die einstellbare Diskriminatorschwelle U_T gerade erreichen oder überschreiten generieren die ansteigende Flanke eines digitalen Ausgangspulses U_D . Die abfallende Flanke des digitalen Ausgangspulses U_D wird generiert, wenn die
- 20 abfallende Flanke des registrierten analogen Signalpulses die einstellbare Schwelle U_{THY} unterschreitet. Dadurch, dass die Pegelschwelle U_{THY} für die abfallende Flanke des generierten digitalen Ausgangspulses U_D unterhalb der Diskriminatorschwelle U_T einstellbar ist, weist die
- 25 Diskriminatoreinrichtung 30 eine einstellbare Hysterese auf.

Die Diskriminatoreinrichtung 30 gewährleistet zusammen mit dem Einsatz eines in Figur 2 dargestellten Kollimators 12 eine Unterdrückung des auftretenden Rauschens und der

30 Streustrahlung.

Es ist zweckmäßig, Detektoreinrichtung 2 und Signal-Verarbeitungseinrichtung 3 auf das Energiespektrum der zu detektierenden Strahlung hin zu optimieren. Grundsätzlich

35 liegt diese im Bereich von 5keV bis 511keV. Die Handsonde lässt sich insbesondere für die Anwendung von Radiopharmaka im Bereich von ^{99m}Tc (140keV) bis ^{131}I (364keV) ausbilden.

Figur 8 ist dargestellt, dass sich jede der vorangehend beschriebenen Handsonden zusätzlich mit einer drahtlosen Übertragungseinrichtung 6 zur Übertragung von Messwerten an
5 eine externe Empfangsvorrichtung 7 ausbilden lässt. Dazu eignen sich aus dem Stand der Technik bekannte Übertragungseinrichtungen, die die digitalen Messsignale beispielsweise in Form infraroter optischer Pulse oder elektromagnetischer Strahlung an eine externe
10 Empfangsvorrichtung übertragen.

Ansprüche

1. Medizinische Sonde zur Messung radioaktiver Strahlung mit
5 einem in einer Hand haltbaren Gehäuse (1), darin angeordnet:
- mindestens eine, eine Halbleiterdiode (20) umfassende,
Detektoreinrichtung (2) zur Erzeugung von Signalen in
Wechselwirkung mit mindestens einer der folgenden
radioaktiven Strahlungen: α -, β^+ -, β^- - und γ -Strahlung,
10 - eine Signal-Verarbeitungseinrichtung (3) für die
Weiterverarbeitung der von der Detektoreinrichtung (2)
erzeugten Signale und
- einer Energieversorgungseinrichtung (4) für die
Detektoreinrichtung (2) und die
15 Signal-Verarbeitungseinrichtung (3),
dadurch gekennzeichnet,
dass im Gehäuse (1) eine Wiedergabeeinrichtung (5) zur
Wiedergabe der mittels der Signal-Verarbeitungs-
einrichtung (3) verarbeiteten Signale angeordnet ist.
20
2. Medizinische Sonde gemäß Anspruch 1, **gekennzeichnet**
durch eine Wiedergabeeinrichtung (5) zur optischen
und/oder akustischen Wiedergabe der verarbeiteten Signale
25 und/oder daraus abgeleiteter Messwerte.
3. Medizinische Sonde gemäß Anspruch 1 oder 2,
dadurch gekennzeichnet, dass die
30 Signal-Verarbeitungseinrichtung (3) einen Stromsparmodus
aufweist und die Energieversorgungseinrichtung (4) ein
Steuermittel (40) zur Bereitstellung einer für die Detektion
der radioaktiven Strahlung benötigten stabilen
Vorspannung (U_{Bias}) der Detektoreinrichtung (2) mit dem
35 Halbleiterdiode (20) aufweist, wobei die Bereitstellung der
Vorspannung (U_{Bias}) unabhängig vom Betriebszustand der Signal-
Verarbeitungseinrichtung (3) ist.

4. Medizinische Sonde gemäß Anspruch 3,
dadurch gekennzeichnet, dass die
5 Energieversorgungseinrichtung (4) eine Spannungsquelle (41)
aufweist, das Steuermittel (40) eine
Spannungswandlervorrichtung (42) aufweist, die die benötigte
Vorspannung der Detektoreinrichtung (2) mittels der
Spannungsquelle (41) bereitstellt.

10

5. Medizinische Sonde gemäß Anspruch 3,
dadurch gekennzeichnet, dass das Steuermittel (40)
der Energieversorgungseinrichtung (4) eine
15 Spannungsquelle (43) aufweist und die
Energieversorgungseinrichtung (4) eine mit der
Spannungsquelle (43) gekoppelten
Spannungswandlervorrichtung (44) zur Bereitstellung der für
die Signal-Verarbeitungseinrichtung (3) benötigten Spannung
20 aufweist.

6. Medizinische Sonde gemäß Anspruch 3,
dadurch gekennzeichnet, dass die
25 Energieversorgungseinrichtung (4) eine erste
Spannungsquelle (41) für die Signal-
Verarbeitungseinrichtung (3), die Wiedergabeeinrichtung (5)
und die Detektoreinrichtung (2) aufweist und die
Steuermittel (40) der Energieversorgungseinrichtung (4) eine
30 zweite Spannungsquelle (43) zur Bereitstellung der
Vorspannung für die Detektoreinrichtung (2) aufweisen.

7. Medizinische Sonde gemäß Anspruch 6, dadurch
35 gekennzeichnet, dass die der Detektoreinrichtung (2)
zugeordnete zweite Spannungsquelle (43) eine Reihenschaltung
einzelner Batterieelemente aufweist.

8. Medizinische Sonde gemäß einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die
5 Detektoreinrichtung (2) einen Szintillatorkristall (21) umfasst, der mit der Halbleiterdiode (20) optisch gekoppelt ist.

10 9. Medizinische Sonde gemäß einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Halbleiterdiode (20) als Si-Diode, als AIIIBV-Halbleiter-Diode oder als AIIIBVI-Halbleiter-Diode ausgebildet ist.

15 10. Medizinische Sonde gemäß einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Signal-Verarbeitungseinrichtung (3) eine elektronische Diskriminatoreinrichtung (30) für die Signale der
20 Detektoreinrichtung (2) umfasst.

11. Medizinische Sonde gemäß Anspruch 10, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Pegel der
25 Diskriminatorschwelle (UT) der elektronischen Diskriminatoreinrichtung (30) einstellbar ist.

12. Medizinische Sonde gemäß Anspruch 11 **dadurch gekennzeichnet**, dass die Diskriminatorschwelle (UT) eine einstellbare Hysterese (UTHy) aufweist.

13. Medizinische Sonde gemäß einem der vorangehenden
35 Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Signal-Verarbeitungseinrichtung (3) eine Zähleinrichtung (31) für die Signale der Detektoreinrichtung (2) zur Erzeugung

einer Zählrate aufweist.

14. Medizinische Sonde gemäß einem der Ansprüche 10 bis 12,
5 **dadurch gekennzeichnet**, dass die Signal-
Verarbeitungseinrichtung (3) eine Zähleinrichtung (31)
aufweist, die aus den Signalen der Detektoreinrichtung (2),
die nicht von der elektronischen
Diskriminatoreinrichtung (30) unterdrückt werden, eine
10 Zählrate bildet.

15. Medizinische Sonde gemäß einem der vorangehenden
Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die
15 Signal-Verarbeitungseinrichtung (3) aus den Signalen der
Detektoreinrichtung (2) Messdaten generiert und die
medizinische Sonde eine Übertragungseinrichtung (6) zur
drahtlosen Übertragung der Messdaten von der medizinischen
Sonde zu einer externen Empfangsvorrichtung (7) aufweist.

20

16. Medizinische Sonde gemäß einem der vorangehenden
Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass der
Energievorrat der Energieversorgungseinrichtung (4) mittels
25 der Signal-Verarbeitungseinrichtung (3) automatisch und/oder
manuell ermittelbar und kontrollierbar ist.

17. Medizinische Sonde gemäß einem der vorangehenden
30 Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass das
Gehäuse (1) eine Eintrittsöffnung oder einen
Eintrittsbereich (11) für die radioaktive Strahlung aufweist,
wobei die Halbleiterdiode (20) der Detektoreinrichtung (2) an
der Eintrittsöffnung oder an dem Eintrittsbereich (11)
35 angeordnet ist.

25

18. Medizinische Sonde nach Anspruch 17, **dadurch gekennzeichnet**, dass die medizinische Sonde einen, die Eintrittsöffnung oder den Eintrittsbereich (11) umschließenden Kollimator (12) aufweist.

5

19. Medizinische Sonde gemäß einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass das Gehäuse (1) eine hinterschneidungsfreie Geometrie aufweist.

10

20. Medizinische Sonde gemäß einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Oberfläche des Gehäuses (1) mit üblichen medizinischen Sterilisationsverfahren sterilisierbar ist.

15

21. Medizinische Sonde nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass das Gehäuse (1) in einer langgestreckten Form derart ausgebildet ist, dass das Gehäuse (1) bei Benutzung der medizinischen Sonde in der Hand einer Bedienerperson vom Handrücken der Hand in einem am Gehäuse befindlichen Auflagebereich (13) und mindestens von Daumen und Zeigefinger unterstützt wie ein Schreibstift haltbar ist.

25

22. Medizinische Sonde gemäß Anspruch 21, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Schwerpunkt der medizinischen Sonde entlang seiner Erstreckungsachse auf Höhe des Auflagebereiches (13) des Gehäuses (1) angeordnet ist.

30

23. Medizinische Sonde gemäß einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass das Gehäuse (1) eine mit der Signal-Verarbeitungseinrichtung 3 gekoppelte Schalteinrichtung (8) zur Steuerung der

35

26

medizinische Sonde aufweist.

24. Medizinische Sonde gemäß Anspruch 23, **dadurch**
5 **gekennzeichnet**, dass die Schalteinrichtung (8)
Folienschalter (80) mit einer Kunststoff- oder Metallfolie
aufweisen.

10 25. Medizinische Sonde gemäß Anspruch 24, **dadurch**
gekennzeichnet, dass mindestens ein
Folienschalter (80) derart angeordnet ist, dass dieser mit
dem Zeigefinger und/oder dem Daumen der Bedienperson
betätigbar ist, insbesondere um einen ermittelten Messwert
15 durch eine Hold-Funktion zu speichern.

26. Medizinische Sonde gemäß einem der vorangehenden
Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die
20 Signal-Verarbeitungseinrichtung (3) einen
Mikrocontroller (32) zur Steuerung der Signal-
Verarbeitungseinrichtung (3), zur Steuerung und Überwachung
der Energieversorgungseinrichtung (4) und zur Steuerung der
Wiedergabeeinrichtung (5) umfasst.
25

27. Medizinische Sonde gemäß einem der vorangehenden
Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die
Detektoreinrichtung (2) und die Signal-
30 Verarbeitungseinrichtung (3) für die Detektion radioaktiver
Strahlung im Bereich von 5keV bis 511keV optimiert ist.

1/4

Fig. 1

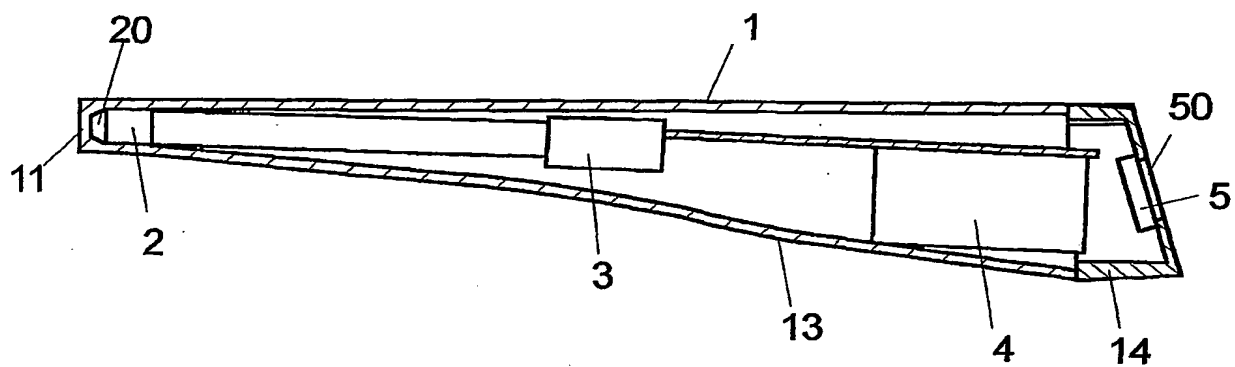


Fig. 2

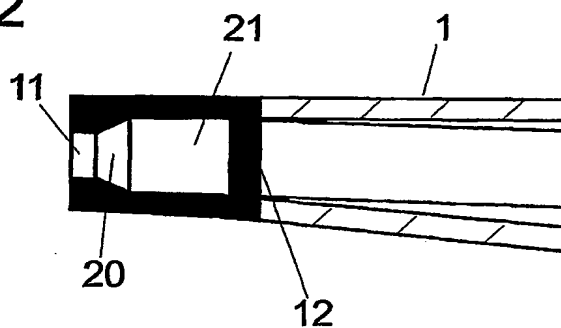
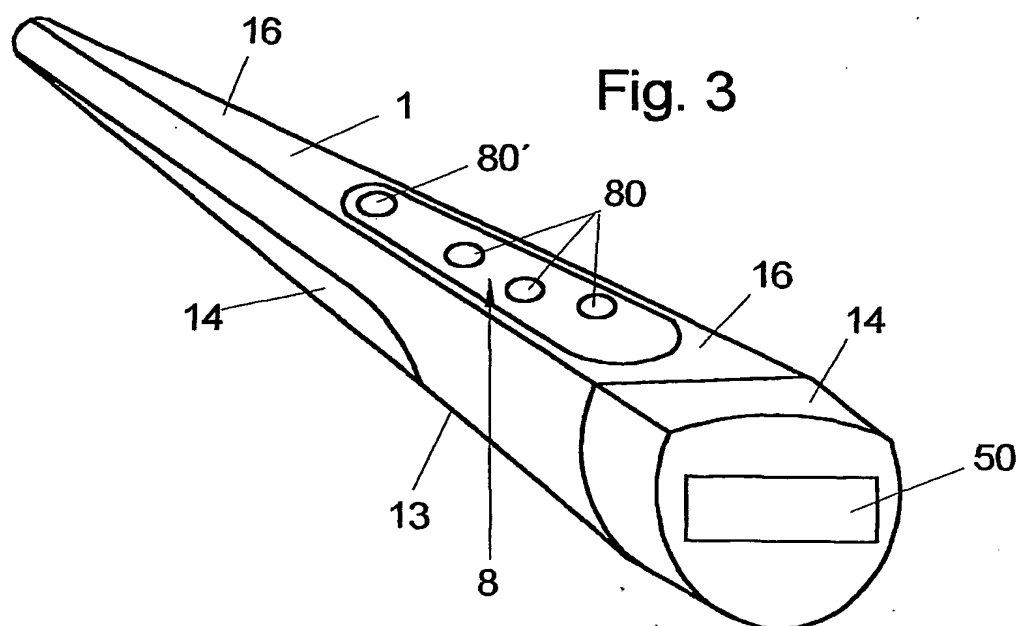


Fig. 3



2/4

Fig. 4

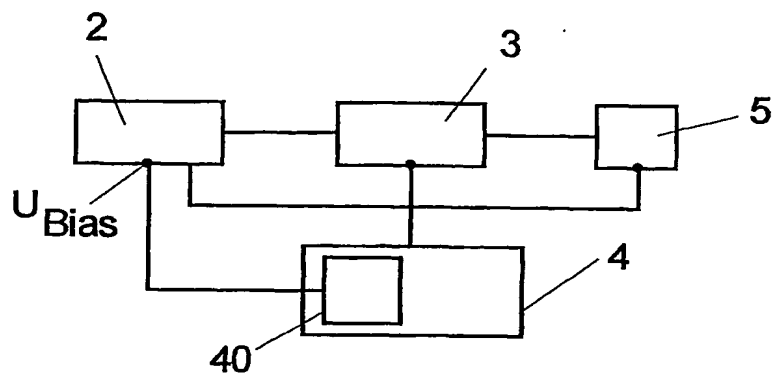


Fig. 5a

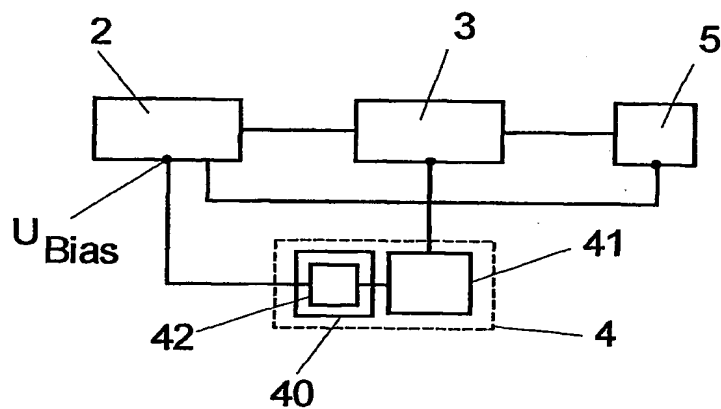


Fig. 5b

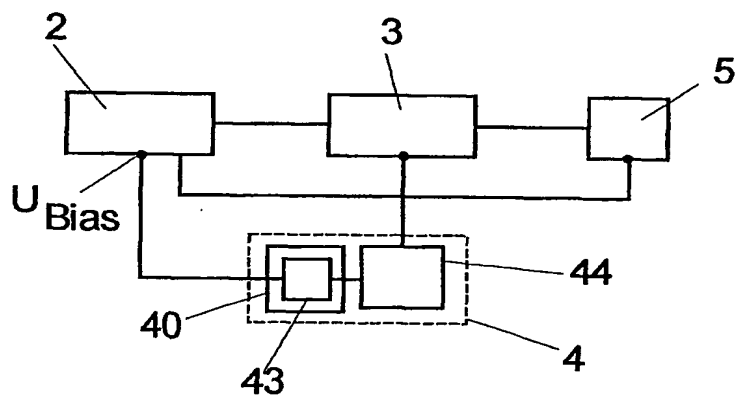
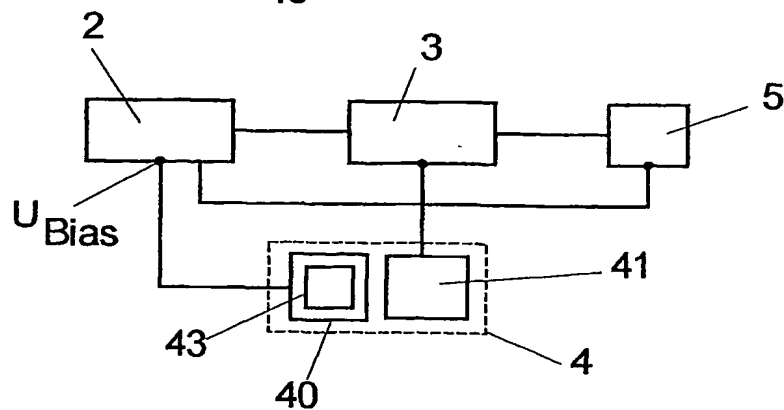


Fig. 5c



3/4

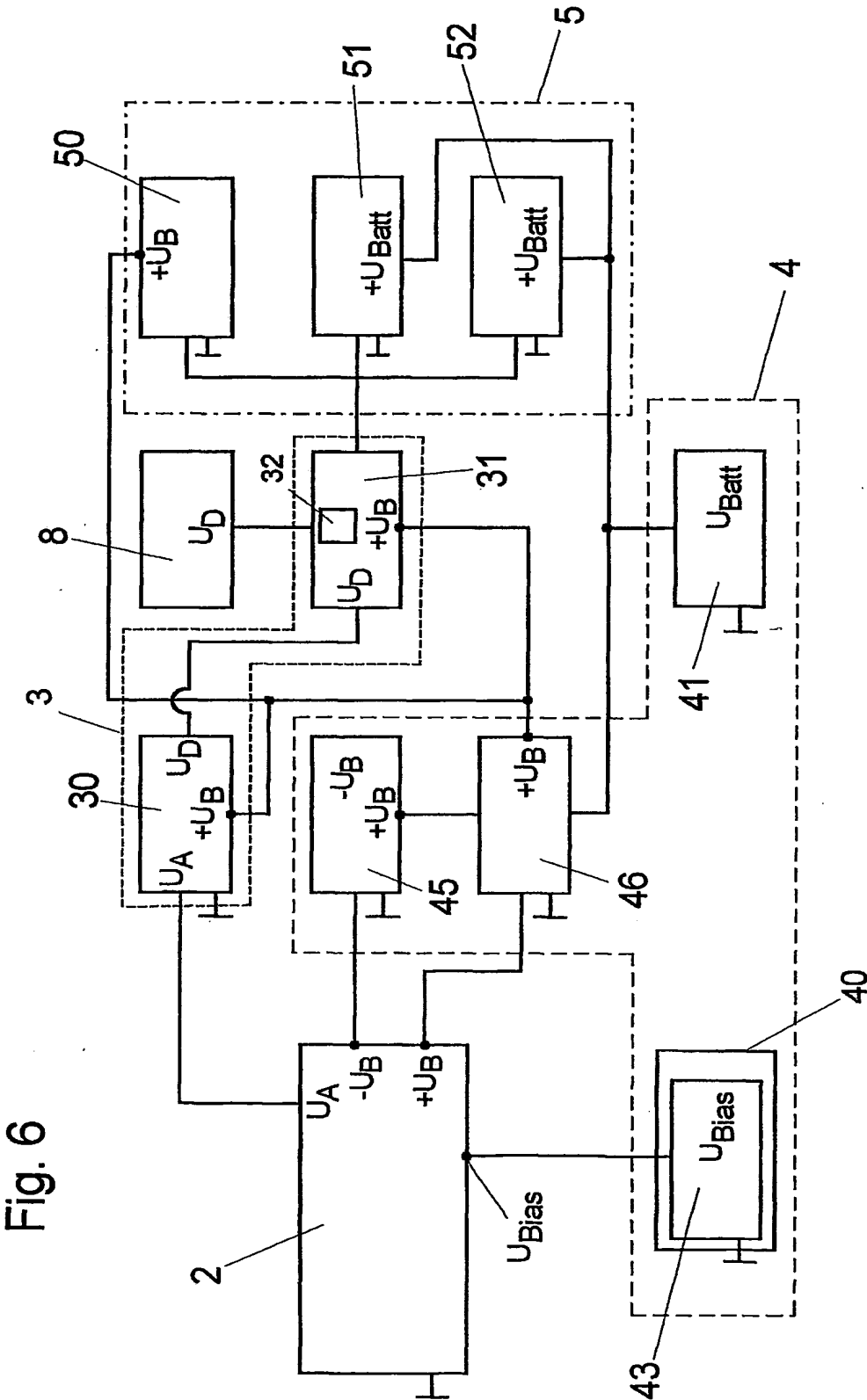


Fig. 6

4/4

Fig. 7

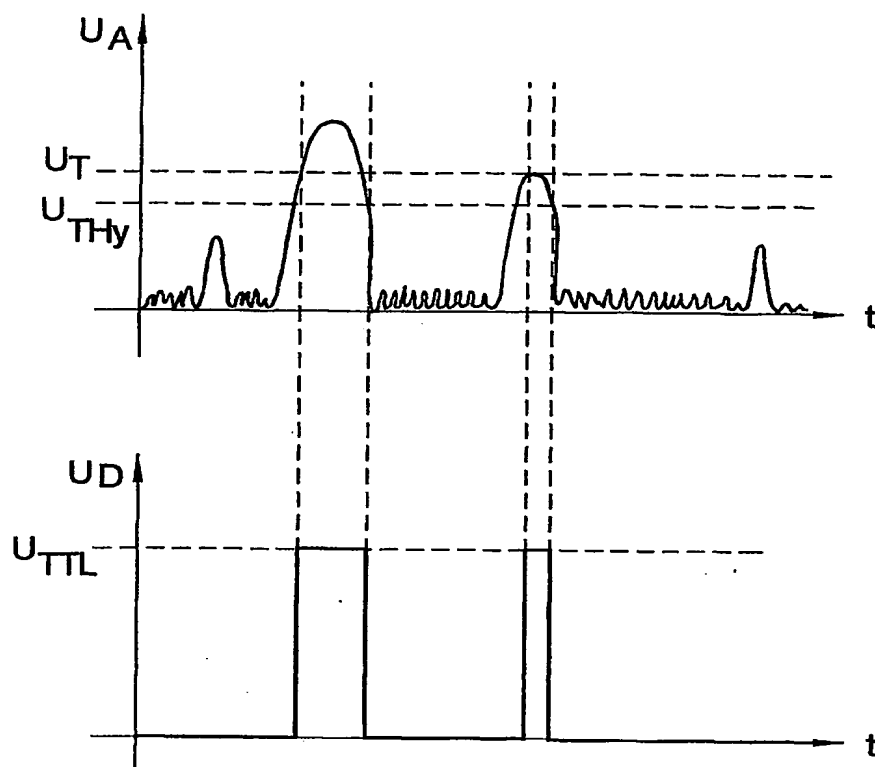


Fig. 8

